

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-244298

(43) 公開日 平成11年(1999) 9月14日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 17/39

識別記号

3 3 0

F I

A 6 1 B 17/39

3 3 0

審査請求 未請求 請求項の数29 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平10-363170

(22) 出願日 平成10年(1998) 12月21日

(31) 優先権主張番号 9 7 2 6 9 5 2 : 6

(32) 優先日 1997年12月19日

(33) 優先権主張国 イギリス (G B)

(31) 優先権主張番号 9 8 1 4 7 2 7 : 5

(32) 優先日 1998年7月7日

(33) 優先権主張国 イギリス (G B)

(71) 出願人 596095998

ガイラス・メディカル・リミテッド

GYRUS MEDICAL LIMITED

イギリス国 シーエフ3 0エルエックス  
ウェールズ, カーディフ, セイント・メ  
ロンズ, ファウンティン・レーン (番地な  
し)

(72) 発明者 ナイジェル・マーク・ゴープル

イギリス CF3 8SB ノース・カー  
ディフ, キャッスルトン, タイ・ニューイ  
ッド・ドライブ 6

(74) 代理人 弁理士 岡田 英彦 (外6名)

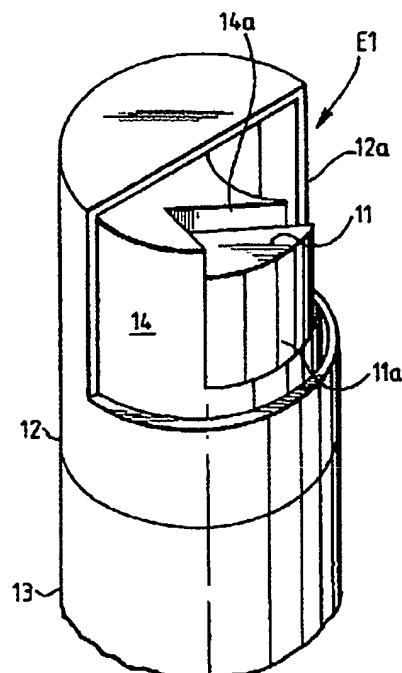
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科器具

(57) 【要約】

【課題】 電気外科器具の電極が処置対象組織に正確に接触するようにする。

【解決手段】 電気外科器具は器具のシャフトと、このシャフトの末端に設けられた電極アセンブリとを有する。電極アセンブリは組織処置部を有するアクティブ電極11、21と、リターン電極12、22と、アクティブ電極をリターン電極から電気的に絶縁するための絶縁手段14、24とを有している。アクティブ電極11、21はリターン電極12、22に対して周期的に動かされ、アクティブ電極とリターン電極との間でアーク放電が発生する位置の内外へ周期的に動かされる。アクティブ電極11、21はリターン電極12、22に対して回転可能又は往復動可能に設定されている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 組織を処置するための電気外科器具であって、  
器具のシャフトと、

このシャフトの末端に設けられた電極アセンブリと、  
を有し、前記電極アセンブリが組織処置部を有するアクティブ電極と、リターン電極と、アクティブ電極がリターン電極から電気的に絶縁するための絶縁手段とを有し、アクティブ電極がリターン電極に対して周期的に動かされ、アクティブ電極がそのアクティブ電極とリターン電極との間にアーク放電が発生する位置の内外へ周期的に動かされるように構成されている器具。

【請求項 2】 前記絶縁手段がアクティブ電極とリターン電極との間に配置された電気的絶縁用の絶縁部材である請求項 1 記載の器具。

【請求項 3】 前記アクティブ電極が絶縁部材へ固定されていてこれと一緒に移動可能であり、絶縁部材がリターン電極に対して周期的に動作可能であり、それによって、アクティブ電極が前記位置の内外へ周期的に動かされるように構成されている請求項 2 記載の器具。

【請求項 4】 前記絶縁部材を周期的に動かすためのモータが設けられている請求項 2 又は請求項 3 記載の器具。

【請求項 5】 前記モータが器具のシャフトの内部に取り付けられていて、このモータによって絶縁部材が回転させられるように構成されている請求項 4 記載の器具。

【請求項 6】 前記モータによって絶縁部材が同じ方向に連続的に回転させられる請求項 5 記載の器具。

【請求項 7】 前記モータによって絶縁部材が時計回り及び反時計回りに交互に回転させられる請求項 5 記載の器具。

【請求項 8】 前記リターン電極がほぼカップ形に形成され、その末端部分に切り欠き部が形成されている請求項 2～請求項 7 のいずれか 1 項記載の器具。

【請求項 9】 前記絶縁部材がほぼ円筒形に形成されるとともに切り欠き部を有し、この切り欠き部にアクティブ電極が収容されている請求項 8 記載の器具。

【請求項 10】 前記絶縁部材にはアクティブ電極に隣接する処置箇所へ冷却用流体を供給するための通路が形成されている請求項 9 記載の器具。

【請求項 11】 前記絶縁部材には吸引ポンプへ接続可能な軸方向に延びる吸引チャネルが形成されている請求項 10 記載の器具。

【請求項 12】 前記吸引チャネルの末端がアクティブ電極に隣接している請求項 11 記載の器具。

【請求項 13】 前記吸引チャネルがアクティブ電極の先端に配置されている請求項 12 記載の器具。

【請求項 14】 前記アクティブ電極がリターン電極に対して往復運動可能である請求項 1 記載の器具。

【請求項 15】 前記リターン電極が管状の部材である

請求項 14 記載の器具。

【請求項 16】 前記アクティブ電極が U 字形の部材であり、ベースと、ほぼ平行な一対の脚とを有し、前記ベースがリターン電極の末端部分の内部に形成されたリセスの中に配置されている請求項 15 記載の器具。

【請求項 17】 前記絶縁手段が一対の絶縁スリーブであり、前記 U 字形の部材の脚がそれぞれの絶縁スリーブの中に挿通されている請求項 16 記載の器具。

【請求項 18】 前記絶縁スリーブがリターン電極の外側に配置されている請求項 17 記載の器具。

【請求項 19】 前記絶縁スリーブがリターン電極に固定されている請求項 18 記載の器具。

【請求項 20】 前記 U 字形の部材の脚がそれらに対応する絶縁スリーブに対して軸方向に往復運動可能である請求項 19 記載の器具。

【請求項 21】 前記アクティブ電極がリターン電極の内部で往復運動可能であり、アクティブ電極がそのアクティブ電極とリターン電極との間にアーク放電が発生する二つの位置の内外へ周期的に動かされ、前記二つの位置がアクティブ電極の往復運動の端部位置によって決定される請求項 14～請求項 20 のいずれか 1 項記載の器具。

【請求項 22】 前記アクティブ電極を往復運動させるためのモータが設けられている請求項 14～請求項 21 のいずれか 1 項記載の器具。

【請求項 23】 前記モータが電気モータである請求項 22 記載の器具。

【請求項 24】 前記モータが圧縮流体のエネルギーを機械運動に変換する装置である請求項 22 記載の器具。

【請求項 25】 前記リターン電極を構成する管状部材の基端部へ接続された吸引ポンプをさらに有する請求項 15～請求項 24 のいずれか 1 項記載の器具。

【請求項 26】 前記アクティブ電極に隣接する処置箇所へ冷却用流体を供給するための供給手段をさらに有する請求項 14～請求項 25 のいずれか 1 項記載の器具。

【請求項 27】 前記管状のリターン電極の外側にチューブが取り付けられ、このチューブが前記供給手段を構成している請求項 26 記載の器具。

【請求項 28】 前記供給手段が前記チューブ及びリターン電極にそれぞれ位置を揃えた状態で形成された開口部を有しており、これらの開口部がリターン電極の末端部に形成されたリセスの中へ冷却用流体を導入できるように配置されている請求項 16 に記載の要件を含む請求項 27 記載の器具。

【請求項 29】 アクティブ電極が、ショートを起こす位置外の位置において、ほぼ 1mm の距離だけリターン電極から離間されている請求項 1～請求項 28 のいずれか 1 項記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は空気中又は特殊なガスが充填された環境下で組織を治療すなわち処置するための電気外科装置に関する。さらに詳しくは、この発明はその電気外科装置にしようされる電気外科器具に関する。

#### 【0002】

【従来の技術】内視鏡を使う電気外科処置は体腔内の組織を治療するのに有用であり、通常は膨張媒体(distension medium)の存在のもとで行われる。膨張媒体が液体の場合には、これは一般に水中電気外科処置と呼ばれ、処置箇所において液体中に処置用電極を浸した状態で電気外科器具を用いて生体組織を処置する電気外科処置を意味している。ガス媒体は、液体媒体が適当でない場合、すなわち、一般的には、腹腔鏡処置又は胃腸病の外科処置においてしばしば見られるように、潜在的に大容量の容積を有する膨張可能な体腔において内視鏡外科処置が行われる場合に採用される。

#### 【0003】

【発明が解決しようとする課題】電気外科処置は、普通、単極器具又は二極器具のいずれかを用いて行われる。単極電気外科処置では、処置領域にアクティブ電極を用い、導電性のリターンプレートは患者の皮膚に固定する。この構成では、電流はアクティブ電極から患者の組織を通して外部のリターン電極へ流れる。患者がこの回路の大部分を占めているので、患者の組織による抵抗分電流制限を補償するために、また、水中電気外科処置の場合には、血液や他の体液の存在により部分的導電性を与えられる液体媒体による損失を補償するために、入力電力レベルを高く（一般的には150 から250 ワット）する必要がある。単極構成において高電力を使用することは、ひどい火傷を生じ得る、リターンプレートで発生する組織の発熱のために、危険でもある。体腔への入口において器具と患者組織との間での静電結合の危険もある。

【0004】二極電気外科処置の場合には、一対の電極（活性電極すなわちアクティブ電極及び戻り電極すなわちリターン電極）がともに組織接触箇所に用いられる。この構成は二つの電極が互いに近接しているために安全性の観点から利点があり、高周波電流は電極間の領域に制限される。しかしながら、影響の深さは二電極間の距離に比例するため、非常に小さい電極を必要とする場合には、電極間の間隔は非常に短く、従って組織への影響と出力パワーが制限される。電極の間隔を広げると、処置箇所の光景が見にくくなり、両電極と組織とが確実に正しく接触させるために外科処置の技術的改良が必要となるであろう。

【0005】リターン電極と組織間の電気的接続は、通常生理食塩水のような導電性溶液で組織を濡らすことにより維持される。これによって、二電極間の電気回路が組織によって完成され、処置の影響を針すなわちアクテ

ィブ電極に限定することができる。この設計の明かな制限の一つは、リターン電極で回路を完成させるためには、針を組織の中に完全に埋め込まなければならないということである。もう一つの問題は、方向の問題である。組織表面に対する押し当て角度が理想的な垂直な接触方向から僅かにずれても接触面積比は変化し、リターン電極と接触する組織に外科処置の影響が及ぼされる。体腔膨張は処置箇所へアクセスするためのスペースを与え、視界を改善し、器具の操作を可能にする。二酸化炭素は、主にそれが有する無毒性と大きい水溶性のために、好ましいガス膨張媒体である。

#### 【0006】

【課題を解決するための手段】この発明は組織を処置するための電気外科器具を提供している。この器具は器具のシャフトと、このシャフトの末端に設けられた電極アセンブリとを有している。電極アセンブリは組織処置部を有するアクティブ電極と、リターン電極と、アクティブ電極をリターン電極から電気的に絶縁するための絶縁手段とを有している。アクティブ電極はリターン電極に対して周期的に動かされ、アクティブ電極とリターン電極との間にアーク放電が発生する位置の内外へ周期的に動かされるようになっている。絶縁手段はアクティブ電極とリターン電極との間に配置された電気的絶縁用の絶縁部材であることが好ましい。アクティブ電極は絶縁部材へ固定されていて、これと一緒に移動する。また、絶縁部材はリターン電極に対して周期的に移動して、アクティブ電極を前述した位置の内外へ周期的に動かす。

【0007】この器具は絶縁部材を周期的に動かすモータをさらに有している。このモータは絶縁部材を同じ方向に連続的に回転させられることが好ましい。好ましくは、モータは絶縁部材を時計回り及び反時計回りに交互に回転させる。ある実施の形態においては、リターン電極は一般にカップ形をしており、その末端部分に切り欠き部が形成されている。また、絶縁部材は一般に円筒形をしており、アクティブ電極を収容するための切り欠き部が形成されている。好ましくは、絶縁部材はアクティブ電極に隣接する処置箇所へ冷却用の流体を供給するための通路と、吸引ポンプへ接続可能な軸方向に延びる吸引チャンネルが形成されている。吸引チャンネルの末端はアクティブ電極と隣接しており、吸引チャンネルはアクティブ電極の先端に配置されている。

【0008】別の実施の形態においては、アクティブ電極はリターン電極に対して往復運動可能である。この場合には、リターン電極は管状の部材である。アクティブ電極はU字形の部材であって、ベースと、ほぼ平行な一対の脚とを有している。ベースはリターン電極の末端部分の内部に形成されたリセスの中に配置されており、U字形の部材の脚の各々はそれぞれの絶縁スリーブの中に取り付けられている。絶縁スリーブはリターン電極の外側に配置されている。また、絶縁スリーブはリターン電

極へ固定されていることが好ましい。

【0009】U字形の部材の脚はそれらの絶縁スリーブに対して軸方向に往復運動するようになっていることが好ましい。アクティブ電極はリターン電極の内部で往復運動するようになっており、アクティブ電極とリターン電極との間でアーク放電が発生する二つの位置の内外へ周期的に動かされるようになっている。この二つの位置は、アクティブ電極の往復運動の端部位置によって決定される。アクティブ電極を往復運動させるためのモータを設けてもよい。このモータとしては、電気モータ又は圧縮流体のエネルギーを機械運動に変換する装置が好適である。

【0010】この器具は、さらに、リターン電極を構成する管状部材の基端部へ接続された吸引ポンプと、アクティブ電極に隣接する処置箇所へ冷却用流体を供給するための供給手段とを有している。好ましくは、管状のリターン電極の外側に固定されたチューブが供給手段を構成しており、この供給手段がチューブの中とリターン電極の中に位置を揃えて形成された開口部を有している。位置が揃えられた開口部はリターン電極の末端部の中に形成されたリセスの中へ冷却用の流体を導くように配置されている。アクティブ電極が、ショートを起こさない位置において、ほぼ1mmの距離だけリターン電極から離開されていることが好ましい。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、添付図面に基づいてこの発明の実施の形態を説明する。まず、第1の実施の形態について説明する。図1はジェネレータ1と外科器具とを有する電気外科装置を示している。ジェネレータ1は接続コード4を介して外科器具を構成する器具のシャフトすなわちハンドピース3に対して高周波(RF)出力を提供する出力ソケット2を有している。ジェネレータ1はコード4の中の制御接続を介してハンドピース3から駆動させることもできるし、フットスイッチコード6によってジェネレータ1の背面へ別途接続されている図のフットスイッチユニット5を用いて駆動させることもできる。この実施の形態においては、フットスイッチユニット5はそれぞれジェネレータ1の乾燥モードと蒸発モードを選択するための二つのフットスイッチ5a、5bを有している。ジェネレータのフロントパネルには、ディスプレイ8の中に表示される乾燥と蒸発の電力レベルをそれぞれ設定するためのプッシュボタン7a、7bが設けられている。乾燥モードと蒸発モードの選択を行うための別の手段としてプッシュボタン9aが設けられている。ハンドピース3には図2から図5に示される取り外し可能な電極ユニットE1が取り付けられる。

【0012】図2は電極ユニットE1の末端部分/電極アセンブリを示している。この電極アセンブリは、ステンレススチールで形成された中央の組織処置用電極すなわちアクティブ電極11と、ステンレススチールで形成

されたカップ形のリターン電極12とを有している。リターン電極12は器具のシャフトを構成する非導電部材13の末端へ固定されている。リターン電極12の末端には切り欠き部12aが形成されている。アクティブ電極11はリターン電極12の内部に回転可能な状態で取り付けられた絶縁部材すなわちセラミックインシュレータ14に形成されている相補的な切り欠き部14aの中に固定されており、セラミックインシュレータ14の末端(アクティブ電極11を含めて)は切り欠き部12aの内側に配置されている。アクティブ電極11はセラミックインシュレータ14の一般に円筒形の外側表面と連続する曲面状の外側表面11aを有している。セラミックインシュレータ14の寸法は、その円筒形の外側表面と、カップ形のリターン電極12の円筒形の内部表面との間に約1mmのギャップが設けられるように設定されている。

【0013】セラミックインシュレータ14には軸方向に供給通路15が形成されている。通路15はアクティブ電極11の部分で終わっている。半径方向の通路16が形成されており、この通路16によって、軸方向の通路15がセラミックインシュレータ14の中に形成されている軸方向に延びるチャネル17へ接続されている。通路15、16とチャネル17の末端は、アクティブ電極11に隣接する処置箇所へ器具本体の内部を介して供給される冷却用流体に対する流路を形成している。チャネル17は真空ポンプ(図示されていない)へ接続されており、以下で説明するようにして、処置箇所から冷却用流体、ガス及び組織の破片を取り除くための吸引チャネルを構成している。

【0014】セラミックインシュレータ14はハンドピース3内部に収容されているモータ(図示されていない)によって回転駆動される。電気外科器具は蒸発による組織除去や乾燥のために使用することができる。いずれにしてもこの器具は空気中又はガスを充填した環境で使用される。後者の場合にはガスはアルゴンなどの不活性ガスであることが好ましい。セラミックインシュレータ14が静止しているとき、(図2に示されているように)アクティブ電極が切り欠き部12aの内部に配置されていて、ジェネレータ1をフットスイッチ5a又はボタン7aによって駆動して適当な乾燥電力レベルを設定することができる。次に、電極アセンブリを処置箇所の上へ移動してアクティブ電極11とリターン電極12の両方を組織へ接触させることによって、組織を乾燥させることができる。

【0015】この器具を蒸発モードで使用しているときには、ジェネレータ1をフットスイッチ5b又はボタン7bによって駆動して適当な蒸発電力レベルを設定することができる。それと同時に、モータを駆動してセラミックインシュレータ14及びアクティブ電極11を回転させる。次に、アクティブ電極11とリターン電極12

の両方を組織と接触させることによって処置箇所を組織を蒸発させることができる。アセンブリが回転するとき、アクティブ電極11は図2に示されている位置（この位置ではリターン電極から1mmだけ離間して、矢印Aの方向に回転している（図4を参照のこと））から移動し、リターン電極の近く（すなわち1mm以下）に接近し、アクティブ電極とリターン電極をショートさせる。ショートは特に利点があるわけではないけれども、アクティブ電極11がリターン電極12に近づくにつれて電界強度が増大することによって、アクティブ電極の先端によって除去された組織がすべて、電気的なショートが生じるまえに、激しいアーク放電にさらされ、従って蒸発作用を受ける。従って、アクティブ電極11がリターン電極12に対して周期的に動かされると、アクティブ電極11がアクティブ電極11とリターン電極12との間でアーク放電が発生するような位置（一つ）の内外へ周期的に動かされる。アクティブ電極11がリターン電極12に近づく、吸引チャンネル17がアクティブ電極12の先端に配置され、蒸発した組織が、吸引によって、冷却用流体や粒子物質とともに処置箇所から除去される。さらに、アクティブ電極11がリターン電極12に近づいてアーク強度が増大するにつれて、吸引チャンネル17の有効寸法が減少し、その結果、アクティブ電極の先端における吸引速度が増大し、吸引効果が増大する。このように、セラミックインシュレータ14が回転すると、アクティブ電極11が接触する組織は様々な度合いの電気的ストレスと機械的ストレスの両方を受けることになる。アクティブ電極11がリターン電極12に近づいて電気強度と機械強度が増大すると、様々なタイプ及びインピーダンスの組織に対する電極アセンブリの感度は減少する。

【0016】電極先端において発生するアーク放電とショートによって著しい熱が発生することは理解できよう。通路15、16を介して処置箇所へ冷却用流体を供給し、チャンネル17を介してこの流体を除去することによって、先端を適切に冷却して熱の発生を制限する。冷却用流体の電気的な振舞いは実質的には関係がない。というのは、この流体は非常に少量しか存在せず、実際にはアクティブ電極11の部分に薄いフィルムを形成するだけだからである。従って、生理食塩水とグリシンのどちらも冷却用流体として使用することができる。

【0017】電極の先端へ吸引を加えることによって、電極の先端が直接組織に接触させられる。先端におけるアーク放電を消す危険性はないので、できる限り高いレベルの吸引を用いることが可能であり、望ましいとさえ言える。しかし、高レベルの吸引を用いると、アクティブ電極11を組織から離せなくなる可能性がある。従って、真空ポンプをRFジェネレータ1と一緒に動作させ、RF電力を切るとすぐに器具の先端が組織から離れるようにすることが望ましい。二つの電極11、1

2を間欠的にショートさせることはジェネレータ1に対して重い要求を課することになり得る。従って、これを注意深く制御する必要がある。また、過電流の防止と電極表面の腐食を低減するために、ジェネレータ1の電流制限を行う必要がある。

【0018】図示されていないが、この器具の構成の変更例について説明する。この変更例においては、セラミックインシュレータ14に第2の流体供給用チャンネルが形成されている。この供給チャンネルはアクティブ電極11の基端部で終わっており、吸引チャンネル17の中につながっている。流体（生理食塩水など）はこの追加されたチャンネルへ通路15よりも速い流速で供給される。この追加されたチャンネルの中を流れる流体は蒸発した組織に対する凝縮媒体(condensing medium)として機能し、煙や粒子物質の除去を補助する。

【0019】図示されていないが、この器具の構成のさらに別の変更例について説明する。この変更例においては、セラミックインシュレータ14は（そしてアクティブ電極11も）360°以下の角度にわたって前後に回転駆動される。アクティブ電極11が前後に回転駆動される角度は、特に、アクティブ電極の寸法と、インシュレータ14の円筒形の外側表面とリターン電極12の円筒形の内側表面との間のギャップ寸法とに依存する。一般的にこの角度は90°以下であり、例えば25°である。従って、アクティブ電極11がリターン電極12に対して周期的に動かされ、アクティブ電極11がアクティブ電極11とリターン電極12との間のアーク放電が発生する位置（一つ）の内外へ周期的に動かされる。

【0020】次に、この発明の第2の実施の形態について説明する。なお、この実施の形態における構成は第1の実施の形態と共通の部分があるので、異なる構成のみについて説明する。この実施の形態においては、図6から図8に示される電極ユニットE2が使用される。図6～図8は電極ユニットE2の末端部分/電極アセンブリを示している。この電極アセンブリはステンレススチールで形成された一般にU字形の組織処置用電極すなわちアクティブ電極21と、ステンレススチールで形成された中空のリターン電極22とを有している。リターン電極22の末端部分にはU字形の開口部23が形成されており、開口部23の中でアクティブ電極21は両方向の矢印Bによって表されている往復運動を行う。U字形のアクティブ電極21の二つの脚の基端部はリターン電極22の外側の両側に固定された一対の絶縁部材すなわち絶縁スリーブ24によって支持されている。リターン電極22の内部22aは以下で説明するような方法によって処置箇所から冷却用流体、ガス及び組織破片を除去するための吸引チャンネルを構成している。円形の断面を有するチューブ25がU字形の開口部23の反対側のリターン電極22の外側に沿って延びている。チューブ25及びリターン電極22の中にそれぞれ位置を揃えて設

けられた開口部 25 A, 22 B は通路を形成しており、この通路によって、チューブからリターン電極の内部へ、従ってアクティブ電極 21 へ冷却用流体が供給される。

【0021】アクティブ電極 21 はアクチュエータ（図示されていない）によって往復駆動される。アクチュエータとしては、圧縮流体のエネルギー又は電気エネルギーを機械的な動きに変換することのできる多くの装置の一つを用いることができる。高速のためには、ギヤボックス及びリンクージを有する電気モータを用いてアクティブ電極 21 を往復運動させる。使用時には、アクティブ電極 21 の脚は絶縁スリーブ 24 の中で往復運動する。必要な運動振幅は開口部 23 の寸法及び形状によって決定される。一方、周波数は処置医が妥当で滑らかな処置を行うための要求に応じて決定される。1 Hz の最低周波数が必要とされ、最大周波数は支持及びシールをするための表面の摩擦熱によって制限される。好ましい周波数範囲は約 5 Hz から約 30 Hz である。従って、アクティブ電極 21 がリターン電極 22 に対して周期的に動かされ、アクティブ電極がアクティブ電極とリターン電極との間のアーク放電が発生する位置（二つ）の内外へ周期的に動かされる。なお、これらの位置はアクティブ電極 21 の往復運動の二つの端部位置すなわち上下死点に対応する。

【0022】使用時には、チューブ 25 と、位置を揃えられた開口部 25 A, 22 B と、U 字形の開口部 23 とを介して、冷却用流体（生理食塩水又はグリシン）がアクティブ電極 21 に隣接する処置箇所へ供給される。中空のリターン電極 22 の基端部が真空ポンプ（図示されていない）へ接続され、上述した吸引チャンネルが構成される。アクティブ電極 21 の往復運動によって、アクティブ電極が組織と係合している時間の大部分でアーク放電が発生するように、アクティブ電極 21 とリターン電極 22 との間のギャップを変化させることができる。これは、電極ユニット E 2 を蒸発モードにおいて使用するときに特に利点がある。従って、この実施の形態においては、アクティブ電極 21 がリターン電極 22 へ近づくときの大きい電界強度の時間が長いために、アクティブ電極によって除去される組織はすべて、電氣的ショートが起きるまでに、長くて激しいアーク放電にさらされ、従って蒸発作用を受ける。電極ユニット E 1 におけるように、吸引チャンネル 22 A が、処置箇所からの除去される蒸発組織を冷却用流体や粒子物質とともに吸引する。

【0023】電極ユニット E 2 における能力、すなわち、組織の切断片や不完全な蒸発破片を処置箇所から除去できるという能力は処置医にとって非常に有用である。この能力はユニットの末端における吸引レベルを大きくすることによって向上する。これは、真空ポンプとウォータ（又は破片）トラップ（通常、吸引キャニスタと呼ばれる）を用いることによって最もうまく達成する

ことができる。これによって冷却用流体や破片などの除去を最大限に行え、閉塞の危険性が最小限に抑えられる。この作用は吸引チャンネルを洗い流すために過剰な冷却用流体を使用することによってさらに向上する。冷却用流体のこの過剰な供給によって、処置箇所からの過剰な熱をさらに除去することができる。全体として、吸引チャンネルの直径によって冷却用流体は 1 秒当り 0.1 から 1 ml の流量が適当である。

【0024】一般に、使用する吸引レベルを高くすると、軟らかい組織が吸引チャンネルの口のところに付着して、処置医が電極ユニット E 2 の末端の位置を制御できないようになる。これを防止するために、使用時に組織と接触しないような位置において、吸引チャンネルに第 2 の（小さい）開口部が設けられる。あるいは、下流のパイプワークにおいて、例えば周期的にオン・オフすることのできるピンチバルブを用いて真空ポンプをパルス駆動してもよい。

【0025】高速操作のためには、アクティブ電極 21 を往復運動させるための電気モータを使用するのが好ましいけれども、アクティブ電極 21 へのエネルギー伝達媒体として冷却用流体又は吸引の流れを使用することも可能である。これは、電気外科器具のハンドピースとこのハンドピースと協働するジェネレータとの間の多数の連結部を減らすという利点がある。これを実現するための一つの方法はタービン、ギヤボックス及びリンクージを利用することである。また、これは好ましいことであるが、冷却用流体に圧力パルスを形成して、シリンダ、弾性バウチ、ダイヤフラムなどの手段を介してアクティブ電極を駆動して、流れを機械的運動に変換してもよい。

【0026】図示されていないが、この器具の構成の変更例について説明する。この変更例においては、アクティブ電極はフロントガラスのワイパーブレードのような動きを行うように駆動される。従って、アクティブ電極は軸のまわりに小さい角度で前後に回転駆動されるロッドに対して直角に延びるアームとして形成されている。アクティブ電極はリターン電極の中に形成されたセクタ形 (sector-shaped) のリセスの内部に配置されている。図 6 ～ 図 8 の実施の形態におけるように、アクティブ電極はこのアクティブ電極とリターン電極との間のアーク放電が発生する位置（二つ）の内外へ周期的に動かされる。上述した電気外科器具は特に腹腔鏡処置や ENT 処置に有用である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】この発明の電気外科装置を示す図である。

【図 2】この発明の第 1 の実施の形態における電気外科器具の末端部分の正面図である。

【図 3】図 2 の器具の一部を形成するセラミックインシュレータの正面図である。

【図 4】セラミックインシュレータの平面図である。

【図 5】セラミックインシュレータの横断面図である。

【図6】この発明の第2の実施の形態における電気外科器具の末端部分の正面図である。

【図7】図6の器具の部分断面側面図である。

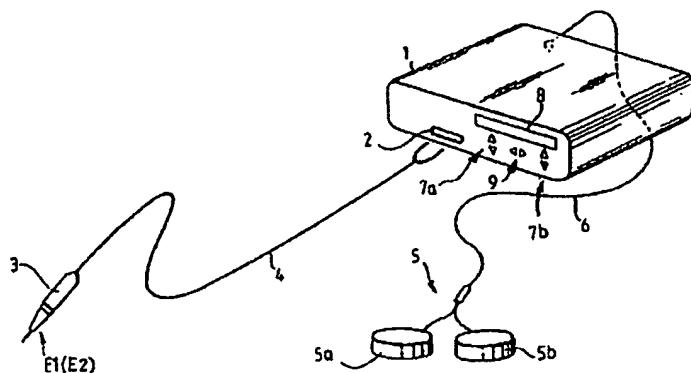
【図8】電気外科器具の末端部分の斜視図である。

【符号の説明】

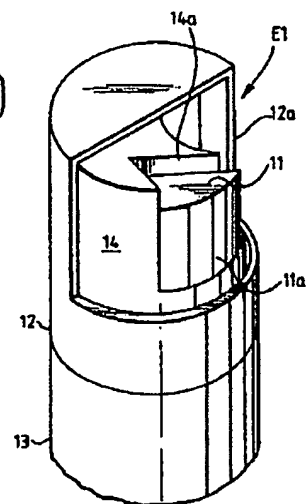
1 ジェネレータ  
3 ハンドピース

11, 21 アクティブ電極  
12, 22 リターン電極  
14 セラミックインシュレータ  
15, 16 通路  
17 チャンネル  
22B, 25A 開口部  
24 絶縁スリーブ

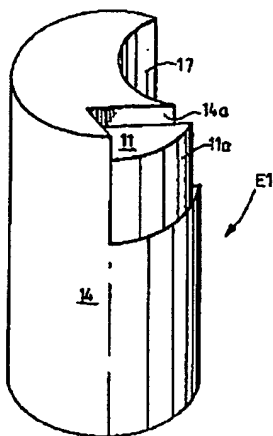
【図1】



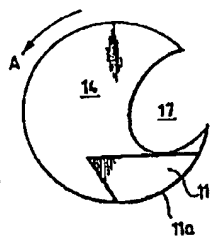
【図2】



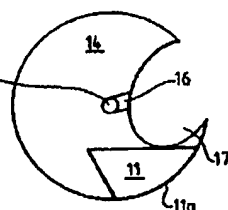
【図3】



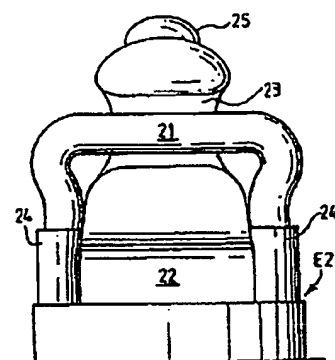
【図4】



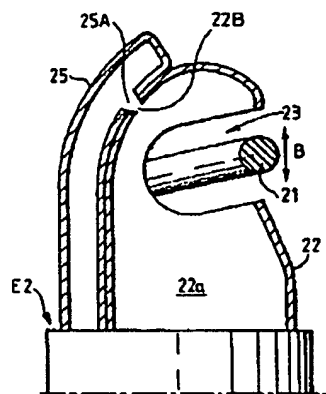
【図5】



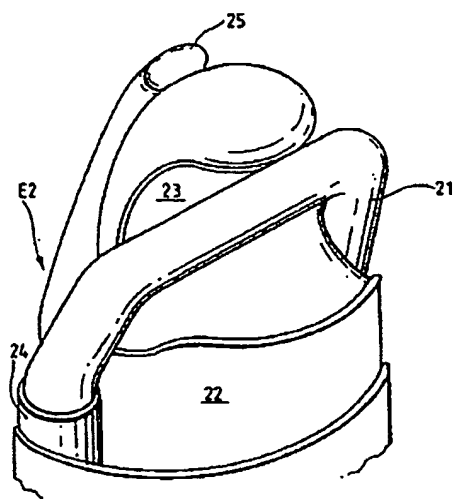
【図6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72) 発明者 コリン・チャールズ・オーウェン・ゴープ  
ル  
イギリス CF64 1AT サウス・グラ  
モーガン, ペナース, クリーヴ・クレセン  
ト, オズボーン・ハウス 5

(72) 発明者 アラン・ナイジェル・サイロップ  
イギリス CF5 2LD カーディフ,  
ランダフ, フェアウォーター・ロード  
1